

TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI DOLGOZAT
2020

A csontvégek szivacsos szerkezetének mechanikai vizsgálata

Készítette:

Nemessányi Cecília

BME Építészmérnöki Kar



Konzulens:

Dr. Sipos András Árpád

BME Építészmérnöki Kar, Szilárdságtani és Tartószerkezeti Tanszék

Absztrakt

Csontjaink állandóan fejlődő, strapabíró szervek. Mint azt a mindennapos tevékenységeink alapján tudjuk, jól bírják az ismétlődő terhelést, megfelelően szívós anyagból épülnek fel. Aktív kötőszövetből állnak, azaz a csontot felépítő szövetek folyamatosan lebontódnak, regenerálódnak, (7-10 év alatt teljesen kicserélődnek), ezért idővel nagyobb terheléshez is képesek alkalmazkodni. Így válik képessé a súlyemelők szervezete nagyobb súly viselésére. A Földre visszatérő asztronauták pedig a hosszú súlytalanságban töltött idő után saját testsúlyukat sem képesek megmozgatni, újra kell tanulniuk járni.

A csontok alakja, felépítése nem véletlen: a legkevesebb anyagból a legkedvezőbb mechanikai tulajdonságot kell biztosítaniuk. Ismert, hogy a biztonsági tartalékuk kicsi. A hosszú csontoknál a végek kicsit vastagabbak, ugyanis itt csatlakoznak az inak. A terhek a csontok végeinél adódnak át egyik csonttól a másikra. A csont középrészének felépítése belül üreges, kívül tömör csontszövet alkotja. A csontvégeket kívülről vékonyabb tömör csontszövet alkotja, a belső üreges részt viszont sok kis gerendácska tölti be, amik közvetítik az őket érő terhelést a csontközépre.

A tanulmány hipotézise, hogy a csontvégek nemcsak az anyagfelhasználás minimalizálása miatt alakultak ki gerendás módon a tömör helyett, hanem ezen felépítés kedvezőbb az esetleges törések szempontjából is, mivel ebben a struktúrában nehezebben alakul ki átmenő rideg törés. A hipotézist két-dimenziós numerikus modellekkel vizsgáltam: készült egy tömör és egy, a tömör modellben számított főfeszültségi trajektóriákat követő, hálós felépítést szimuláló rúdmodell. A vizsgálat során fokozatosan növekvő erővel terheltem a csontvégeket, és a törésképeket, alakváltozásokat vizsgáltam. A vizsgálatok eredménye azt mutatja, hogy a csontközép és a csontvégek egymáshoz viszonyított méretei érdemben befolyásolják a kialakuló törésképet. A hipotézist igazolja, hogy a hálózatos struktúra duktilitása szignifikánsan nagyobbak adódott, mint a tömör elrendezése.

Tartalomjegyzék

Absztrakt	2
1. Bevezetés – a csontokról röviden, motiváció ismertetése.....	4
1.1. Hosszú csöves csontok felépítése	4
1.2. Csontok terheléshez való alkalmazkodása; anyag – forma – sűrűség.....	5
1.3. A trabekulák.....	5
1.4. Jellemző törésképek.....	8
2. A vizsgált mechanikai modellek.....	9
2.1. Tömör csontvég modellje	11
2.2. Hálós csontvég modellje.....	12
3. Eredmények.....	13
3.1. Geometriai elrendezések, terhelési módok.....	15
3.2. Geometria és terhelés szerepe a két modellnél	16
3.3. Erő-elmozdulás diagramok összehasonlítása	16
3.4. Következtetések.....	16
Összefoglalás	17
Hivatkozások.....	18

1. Bevezetés – a csontokról röviden, motiváció ismertetése

Fontos szerveink a csontjaink, amik az evolúció során alakultak ki úgy, hogy a lehető legpraktikusabbak legyenek. Segítenek minket a mozgásban, megvédik a belső szerveinket, velünk együtt fejlődnek. Minden csontunk különbözik egymástól, viszont különböző csoportokba oszthatjuk őket formájuk, elhelyezkedésük szerint. Ebben a tanulmányban a végtagokban előforduló hosszú csöves csontokat vizsgálom. Ilyen például a combcsont, a lábszárcsont, sípcsont, a felkar és alkar csontjai.

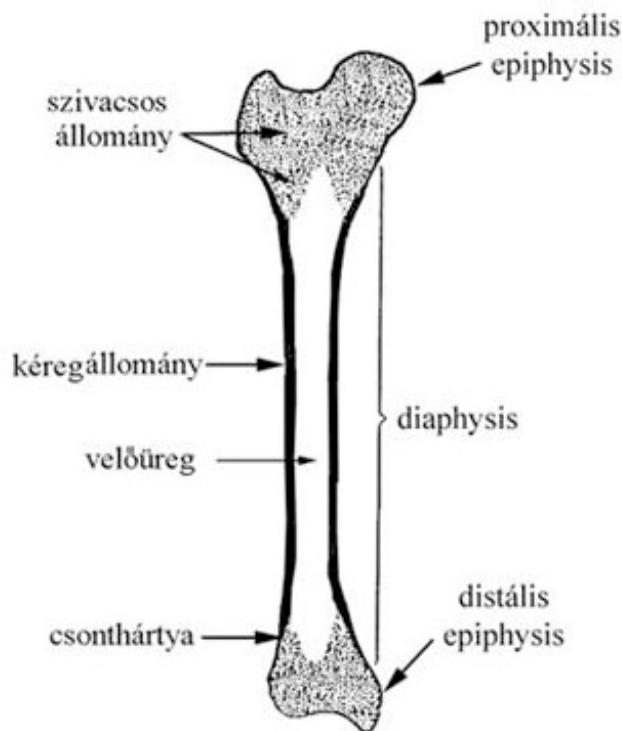
A csont praktikussága alatt a lehető legkisebb anyagfelhasználással a lehető legkedvezőbb mechanikai tulajdonságok elérését értem. Csontjaink különféle erőhatásoknak vannak kitéve, és ehhez alkalmazkodnak anyagukban, formájukban, sűrűségükben, ...stb. A hosszú csontok esetében a csontközép és a csontvégek felépítése eltérő. A csontközép belül üreges, ezt tömör kéregállomány veszi körbe. A csontok a végeiken kiszélesednek, hogy elegendő felület álljon rendelkezésre az inak tapadásához. A csontvégeket kívül egy vékony csonthártya borítja, belül pedig szivacsos csontállomány található, ami a porcoktól a csontközépig továbbítja a terheket. Ez a szivacsos csontállomány sok kis gerendácskából áll, amik első megfigyelésre véletlenül tűnő elrendezést követve alkotják a csontvégeket. Mivel a csontok végeinél adják át egymásnak terheiket, ezért is fontos, hogy a csontvégek belül nem üregesek.

A tanulmány hipotézise, hogy nem csak az alacsonyabb tömeg a szivacsos csontállomány előnye a csontvégekben, hanem ez a szerkezet törésmechanikai szempontból is jobban viselkedik, mintha tömör anyagból épülne fel.

1.1. Hosszú csöves csontok felépítése

A csontváz felépítése hierarchikus, a csontok között ízületek találhatóak. A csontok alakjától függően különböző csatlakozási módok alakulnak ki, ezek határozzák meg, mennyire és milyen irányban tudjuk mozgatni egymáshoz képest a csontjainkat. Például a vállunknál található a legflexibilisebb ízület, ennél fogva nagy a mozgási lehetősége, viszont sokkal könnyebben kifícamodhat [12]. A koponyánkon idővel csontosodó csatlakozások találhatóak az ottani lapos csontok között, tehát azok egy idő után nem mozognak tovább. Végtagjainkban flexibilisebbek a csatlakozások, így teszik lehetővé a mozgást. A hosszú csöves csontok főleg a végtagjainkban találhatóak. A csontokhoz csatlakoznak az izmok, inak segítségével, amik végzik a csontok mozgását.

A hosszú csöves csontok közepét csontközépnek, kicsit vastosabb végeit csontvégeknek hívjuk. Megkülönböztetett neve van orvosi szakszövegekben a csont testhez közelebbi és távolabbi végének. A szakszóval a csontközép *diaphysis*, a csontvég *epiphysis*. A testhez közelebbi csontvég a *proximális epiphysis*, a távolabbi a *distális epiphysis* (1. ábra). A csontközép belül üreges, ezt tömör kéregállomány veszi körbe, az üreget velőüregnek hívják. A csontvégek belül szivacsos csontszövetből állnak, amit kívül csonthártya határol. Az ízületi végeket porcréteg borítja, ami sima felületet képez a csontok végein.



1. ábra. A hosszú csöves csontok felépítése [13]

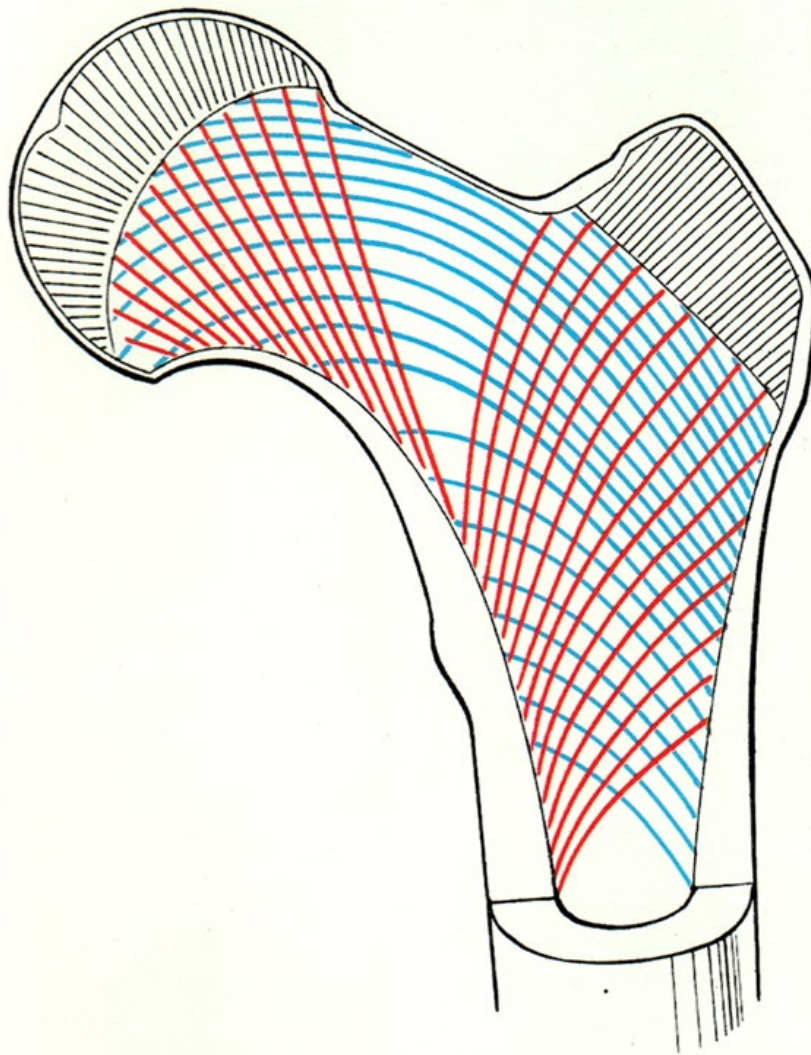
1.2. Csontok terheléshez való alkalmazkodása; anyag – forma – sűrűség

A csontok összetétele optimálisnak mondható, mivel megfelelő szilárdságú, de a lehető legkevesebb anyagból épül fel, és ezzel kielégíti a szükséges mechanikai és funkcionális követelményeket. Ismert, hogy a csontok kevés biztonsági tartalékkal rendelkeznek, ugyanis a szervezetben fontos limitáló szerepet játszik a csontváz önsúlya. Az evolúció folyamán alakult ki a vázrendszerünk ennek függvényében. A csontok biztonsági tartalékát mindössze 2-4%-ra becsülik [8], ami igen alacsonynak tűnik, különösen az építőiparban elfogadott biztonsági tartalékok függvényében. Ez magyarázza, hogy a csontok törése viszonylag gyakori.

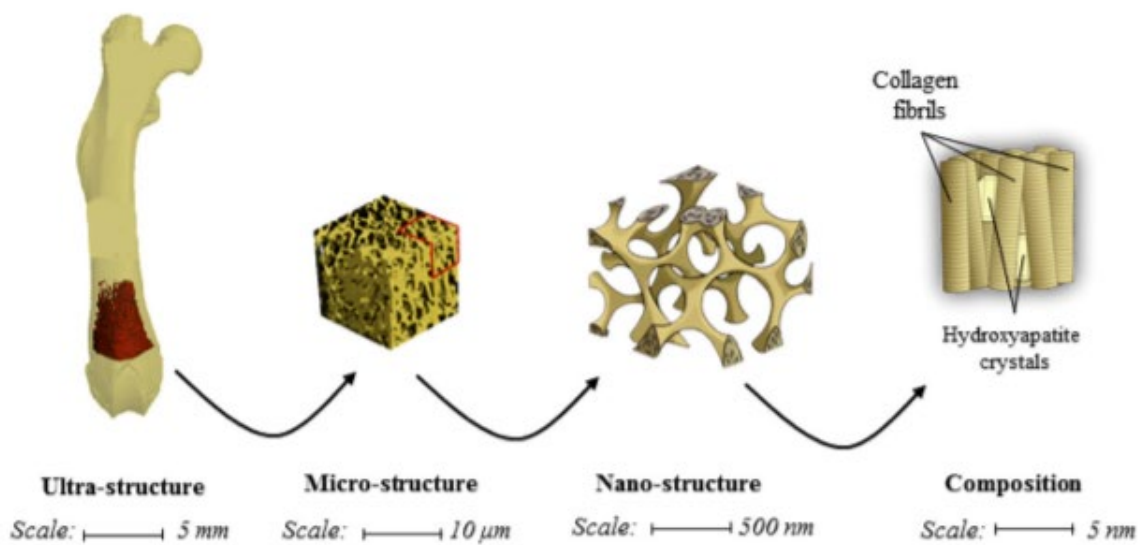
A csontok 32-44%-a szerves anyag, ennek 90%-a kollagénes, 10%-a nem kollagénes fehérje. A csont 33-43%-a szervesen ásványi anyagból épül fel, ami kalcium-foszfát és hidroxipapatit molekulákból áll. A maradék 15-25% víz. Az ásványi anyagok merev, erős anyagok. A kollagének puha és könnyen formálható anyagok. A víz szállítja a csontszövetbe az ásványi anyagokat a vérből, valamint fokozza a csont szívósságát. Ezek alkotnak egy hierarchikus struktúrát, amik a csontot merevvé, erőssé, szívóssá, ugyanakkor könnyűvé teszik [11]. Egyszerű kísérletekkel is bizonyítható, hogy csontok szilárdságát kalciumsók biztosítják, a rugalmasságát pedig a kollagének adják. Ha dekalcinálást végzünk a csonton, azaz pl. sósavban áztatjuk, akkor a csont hajlékony, rugalmas lesz. Ha égetéssel kalcináljuk a csontot, akkor a csont könnyen morzsolhatóvá válik.

1.3. A trabekulák

Csontjaink alkalmazkodóképesek, aktív fejlődő szerveink. 10 évente teljesen kicserélődnek. Ezért például az úrben szolgálatot végző embereknek újra kell tanulniuk járni, mikor visszatérnek a Földre, miután hosszabb időn át alacsonyabb gravitáció mellett éltek.



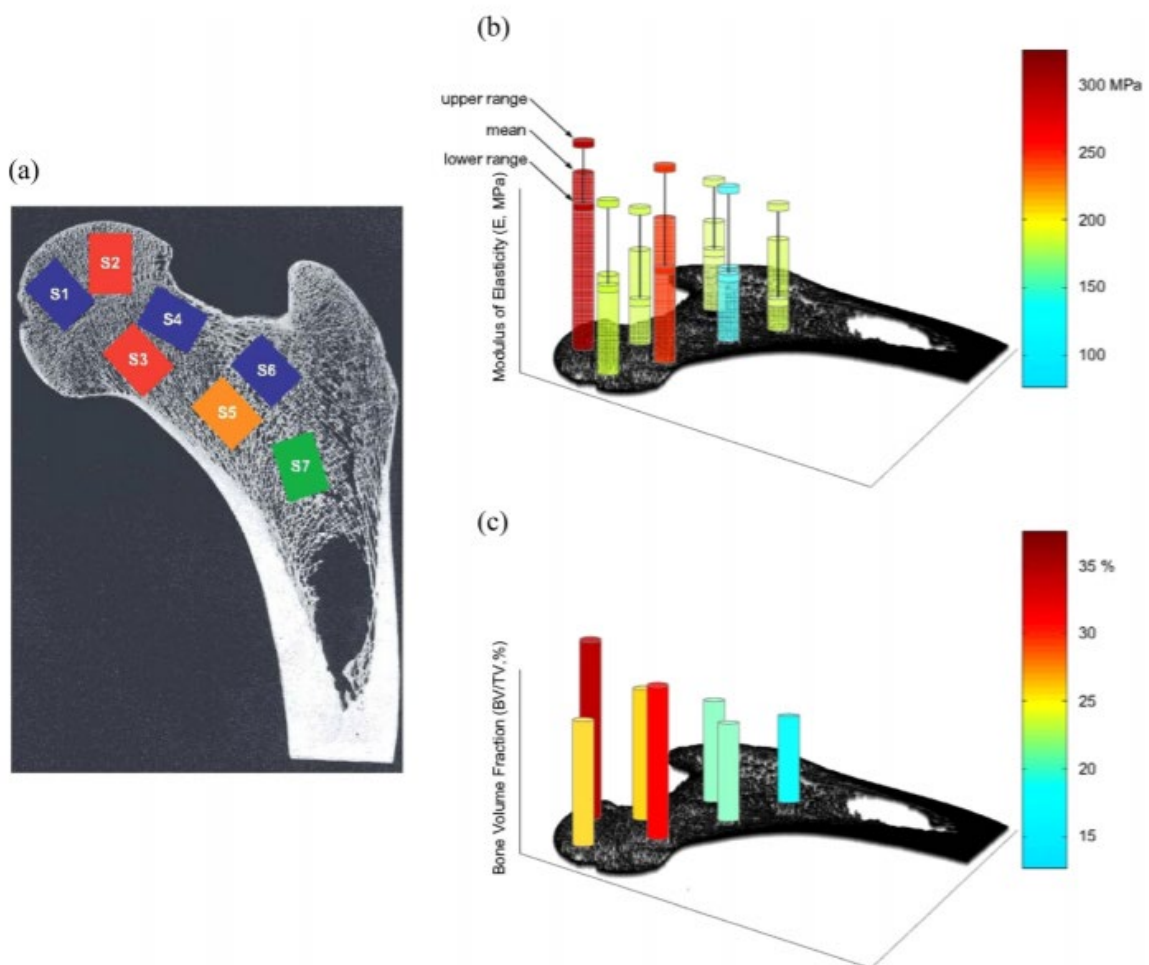
2. ábra. Ha a combcsont tömör anyagból épülne fel, akkor az ábrán látható főfeszültségi trajektóriák mondhatók jellemzőnek átlagos terhelés alatt (piros: maximális nyomási, kék: kisebb nyomási/húzási). [7]



3. ábra. A szivacsos csontszövet felépítése [4]

Korábban esett szó arról, hogy a csontvégek belseje nem üreges, hanem szivacsos csontszövet alkotja. A szivacsos csontszövet a befoglaló térfogat kb. 30%-át tölti ki (4. ábra) [4]. Ez a szivacsos csontszövet sok kis gerendácska (3. ábra), amiknek elhelyezkedése a terhelésnek leginkább megfelelő, úgynevezett trajektóriális elrendezésű, azaz az egyenértékű homogén anyagban a terhelés hatására keletkező főfeszültségi trajektóriák irányát követi (2. ábra) [7]. Ha a terhelés jelentősen megváltozik, vegyük példának az úrutazást, akkor ezek a gerendácskák úgy alakulnak, hogy az adott terhelés alatt optimálisan helyezkedjenek el. Tehát súlytalanság esetében kevesebb szövet lesz a csontvégekben, mivel azokra nincs szükség, így lebontásra kerülnek. Ezért kell az űrhajósoknak újra tanulniuk járni, mikor visszatérnek a Földre. Lassan egyre nagyobb terhelés mellett vissza kell növeszteniük azokat a csontszöveteket, amiket az űrben töltött idő alatt elvesztettek. Ugyanakkor egyszerűbb esetben csak a terhelés módja változik meg, tegyük fel az egyik végtag megrövidülése okán, akkor idővel ezek a gerendácskák is ehhez a terheléshez alkalmazkodnak. A gerendácskák orvosi megnevezése *trabekula*.

Az olyan csontoknál, amelyeknél a terhelés iránya a terhelések során jellemzően azonos, például a combcsont, a trabekulák iránya is egyértelműbb. Ugyanakkor az egyéb, a dominánstól eltérő, - kisebb terhelések miatt a trabekulák elhelyezkedése itt sem pontosan a domináns teherhez számítható trajektóriákat követi. A trabekulák között nyomatékátadó kapcsolatok találhatóak. Sűrűségük a csontok vége fele egyre nagyobb, a diaphysis felé haladva egyre csökken (4. ábra).

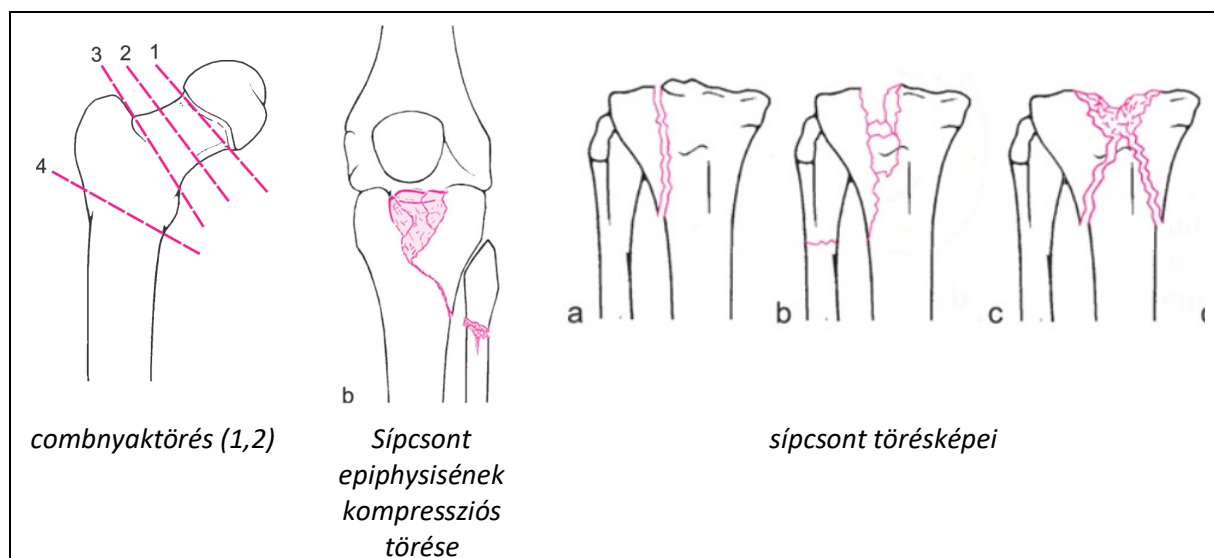


4. ábra. A combcsont rugalmassági modulusának és csontsűrűségének térbeli eloszlása [4]

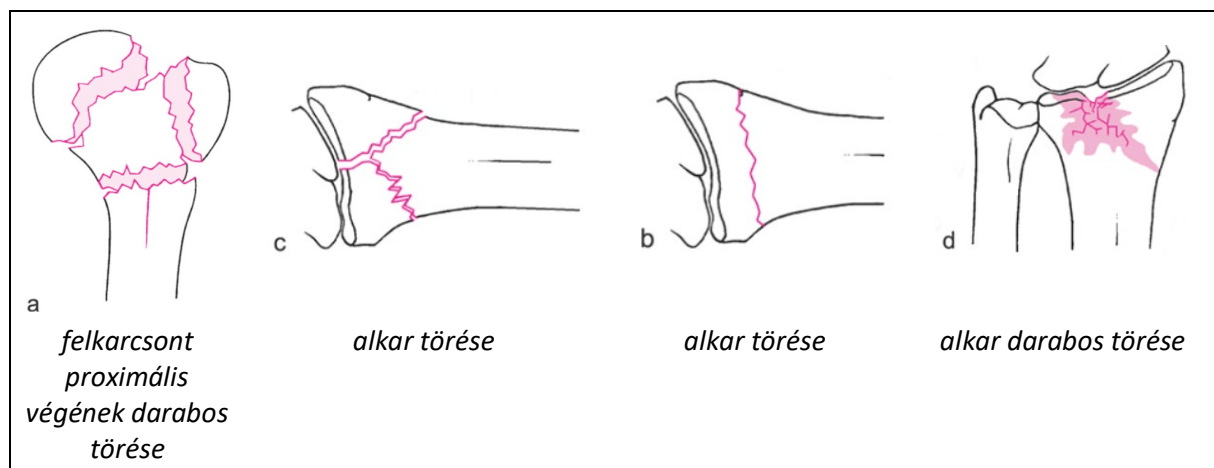
1.4. Jellemző töréseképek

Ebben a tanulmányban a hosszú csöves csontok epiphysisének tönkremenetelét vizsgálom, így most csak ezeknek töréseképeit ismertetném. A csontvégek tönkremenetelére kompressziós, zömüléssel járó folyamat. Ha a szivacsos csontszöveten belül eltörik egy trabekula, akkor a teher egy másik terhelési útvonalon halad végig a csontvégen belül. Ilyen módon, ha sok trabekula törik el egy nagy erő hatására, akkor kialakul a zömülésnek nevezett folyamat. A csont ilyen tönkremenetele mögött legtöbbször csontritkulás áll. A csontritkulás elsősorban időseket érintő elváltozás. Nőknél gyakori menopauza után, ugyanakkor túl aktív sporttevékenység, étkezési rendellenesség és alacsony testzsír-százalék hosszan tartó együttes fennállása mellett fiatalabb sportolóknál is kialakulhat olyan hormonális zavar, aminek következtében a csontszövet ritkulásnak indul meg. A csontritkulás következtében a szivacsos csontszövet kevésbé sűrű, mint egy egészséges szervezetben, így könnyebben megy tönkre szokatlan terhelés hatására. Időskorban ezért is gyakori a combnyaktörés, vagy elesés következtében bármelyik hosszú csont epiphysisének törése.

A 5. és 6. ábrákon néhány jellemző törésképet látható. Megfigyelhető, hogy a törések jellemzően áthaladnak a csontvég kiszélesedő, konkáv tartományán. Észrevehetjük továbbá, hogy a törési kép összetett, jellemzően egynél több repedésből alakul ki. A repedések kialakulásának menetéről kevesebbet tudunk, mint a végleges törésképről. Ez mutatja a numerikus szimuláció fontosságát.



5. ábra. A legjellemzőbb epiphysis törések a láb hosszú csontjait vizsgálva [6]



6. ábra. A legjellemzőbb epiphysis törések a kar hosszú csontjait vizsgálva [6]

2. A vizsgált mechanikai modellek

A csontvég törésének vizsgálatára két, kétdimenziós mechanikai modellt vizsgálunk. Az egyik modell tömör anyagot tételez fel, a másik a trabekulákat merev kapcsolatokkal rendelkező rúdhálóra egyszerűsíti. A tömör modell egy fiktív modell (ilyen csontvég megoldást a természetben nem találunk), a rúdmodell rúdjainak irányát a tömör csontmodell szimmetrikus terhelése mellett kialakuló trajektóriák iránya alapján határoztuk meg (8. *ábra*). Célunk annak alátámasztása, hogy egyszerű mechanikai vizsgálattal igazolható a trabekulák elrendezés optimalitása. Fő célunk a repedés terjedésének numerikus vizsgálata és a modellekben mérhető erő-elmozdulás diagrammok összehasonlítása.

A csont kvázi-rideg anyagként jól modellezhető. A szilárdsági adatokat a szakirodalom alapján vettük fel, viszont ezek között is fellelhetőek különbségek. Elsősorban Duane Kudson: *Fundamentals of Biomechanics* című könyvének szilárdsági adataival dolgozunk, azonban az 1. *táblázatban* feltüntetett további irodalmak, kísérletek által használt értékeket is.

A csont maximális megnyúlási értékei trabekula esetén 2%-os, a tömör csontállomány esetén 7%-os. Poisson együttható a szakirodalom alapján $\nu=0,3$ értékű a modellben. A rugalmassági modulus és szakítószilárdság adataira változó értékeket lehet találni a trabekulákra és a tömör csontállományra. A hálós modell esetében viszont nem a trabekulák adatai kerültek be a modellbe, mivel a gerendácskák olyan kicsik, hogy a modellben inkább összevontan, nagyobb területre vizsgáljuk őket. A trabekulák esetében alapvető problémának tűnik, hogy az irodalom nem egy gerendácska mechanikai tulajdonságait adja meg, hanem a trabekulák szövet homogenizált átlagát. Ezért a rúdmodellben néhány mérnöki közelítéssel élünk. Összhangban az irodalommal, a rúdmodellben a rudak a felület 30%-át töltik ki. Ennek megfelelően egy gerendácska húzószilárdsága a tömör modell értékének 1/0.3-szorosára növelt értékkel szerepel. A trabekulák szövetsűrűsége $1,874\text{g/mm}^3$ [4]. A csontvégen ugyanakkor a trabekulák eloszlása nem egyenletes. Leggyakrabban BV/TV (Bone Volume/Total Volume) arányt használják a végelem programokban, hogy meghatározzák a sűrűséget. Ez azt mutatja meg, hogy a csontvégen egy adott helyen adott területen hány százaléka csont. Ez természetesen csonttraktusokban szenvedőknél alacsonyabb, azért is megy tönkre könnyebben a csont. Mi a számításainkban egyszerűsítve, az átlagos 30%-os kitöltöttséggel számolunk. Az is ismert, hogy a rugalmassági modulus is eltérő a csont különböző pontjain (4. *ábra*), azonban egyszerűsítésként ezt is állandónak tekintettük.

Adat	Érték	Forrás
nyomószilárdság – tömör csont (combcsont)	200 N/mm ²	[1]
	170 N/mm ²	[2]
	196 N/mm ²	[3]
húzószilárdság – tömör csont (combcsont)	125 N/mm ²	[1]
	120 N/mm ²	[2]
	132 N/mm ²	[3]
nyírószilárdság – tömör csont (combcsont)	65 N/mm ²	[1]
	57 N/mm ²	[3]
trabekula nyomószilárdsága (combcsont)	7 N/mm ²	[4]
	2,2 N/mm ²	[2]
Rugalmassági modulus – tömör csont (combcsont)	18,6-20,7 k N/mm ²	[5]
	10 ± 2.2 GPa (combcsont felső fejrésze)	[4]
	13 ± 1,47 GPa (combcsont)	
	17,5 ± 1.12 GPa (combcsont)	
	21,4 ± 2,8 GPa (combnyak)	
	18 ± 2,8 GPa (combnyak)	
	11,4 ± 5,6 GPa (combnyak)	
17,9 GPa	[2]	
Rugalmassági modulus BV/TV alapján	combcsont felső fejrésze: BV/TV: 0,15-0,4 Rug. modulus: 7,541*(BV/TV) – 0,637	[4]
	combnyak: sűrűség: 0,26-0,75 g/cm ³ Rug. modulus: 6,85* sűrűség ^{1,49}	
	combcsont BV/TV: 0,06-0,33 Rug. Modulus: 10,89* (BV/TV) ^{2,84}	
Trabekula rugalmassági modulusa	0,076 GPa	[2]
	10,4-14,8 GPa	[5]
	18 GPa	[11]

1. táblázat. A csontok szilárdsági és rugalmassági adatai az irodalom szerint

Ezek az értékek függhetnek attól, hogy melyik csontot vizsgáljuk, ebben a tanulmányban a combcsont adatait vettük alapul, ugyanis ennek terhelése tipikusnak mondható. A konkrét mechanikai értékek függhetnek továbbá nemtől, súlytól, fizikai aktivitástól és egyéb tényezőktől.

A tömör modellben a szakítószilárdság értékét a húzószilárdsággal közelítettük, és $f_t^{tömör}=125 \text{ N/mm}^2$ állandó értékkel vettük fel, ez a rúdmodellben egy gerendára $f_t^{rúd}=125/0,3 \sim 416,6 \text{ N/mm}^2$ értéket jelent, a rugalmassági modulus mindkét modellben $E=10,0 \text{ GPa}$. Mindkét modell esetén amennyiben egy pontban a fő húzófeszültség meghaladja f_t értékét, akkor ott rideg törés következik be.

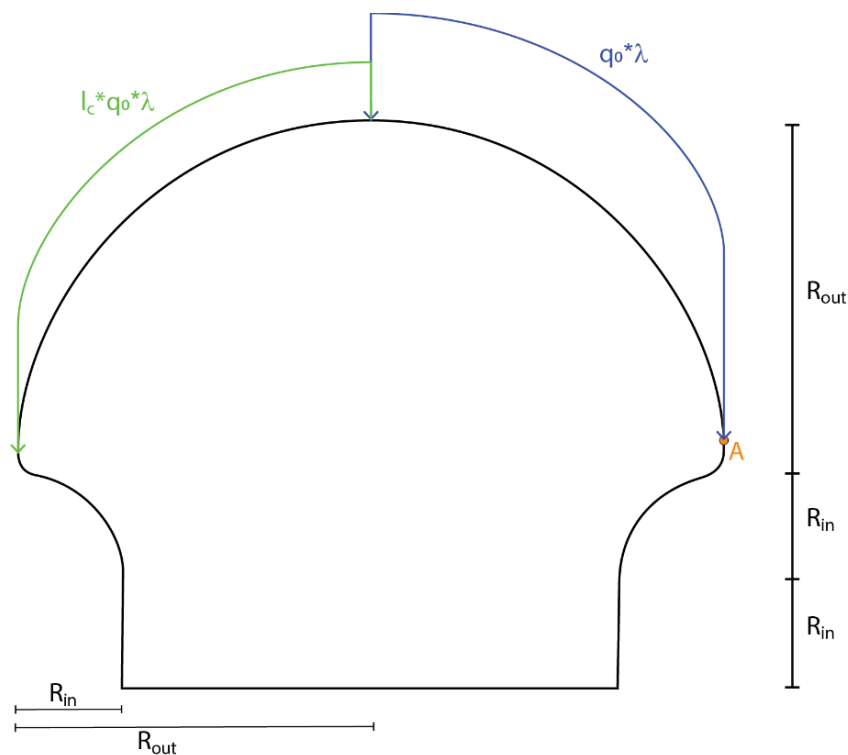
A geometria egyszerűsített; ráfókuszálva az epiphysis vastagodására, a diaphysis egy vékonyabb befogott alakként jelenik meg, a terhelést az epiphysis félgömb alakú végén kapja. Ez modellezi a törésképeknél mutatott csontokat, például a combcsontot, sípcsontot stb. A kétdimenziós modellek tetejükön függőleges, megoszló teherrel terheltek. A q teher egyparaméteres, azaz a teher térbeli megoszlása (q_0) a terhelés folyamán állandó, a teherparaméterrel lineárisan növekszik. Képlet-szerűen:

$$q = \lambda q_0 \quad (1)$$

ahol λ a teherparaméter. A rúdmodell esetében a megoszló terheket csomóponti koncentrált erővé redukáltuk.

Bevezettünk továbbá egy $0 \leq l_c \leq 1$ arányossági tényezőt, ami a terhet az egyik oldalon csökkenti. $l_c=0$ értéknél a modell egyoldalt terhelte, $l_c=1$ esetén pedig központos nyomás hozható létre. A dolgozatban különböző l_c értékek mellett vizsgáljuk a kialakuló repedéseképeket.

2.1. Tömör csontvég modellje

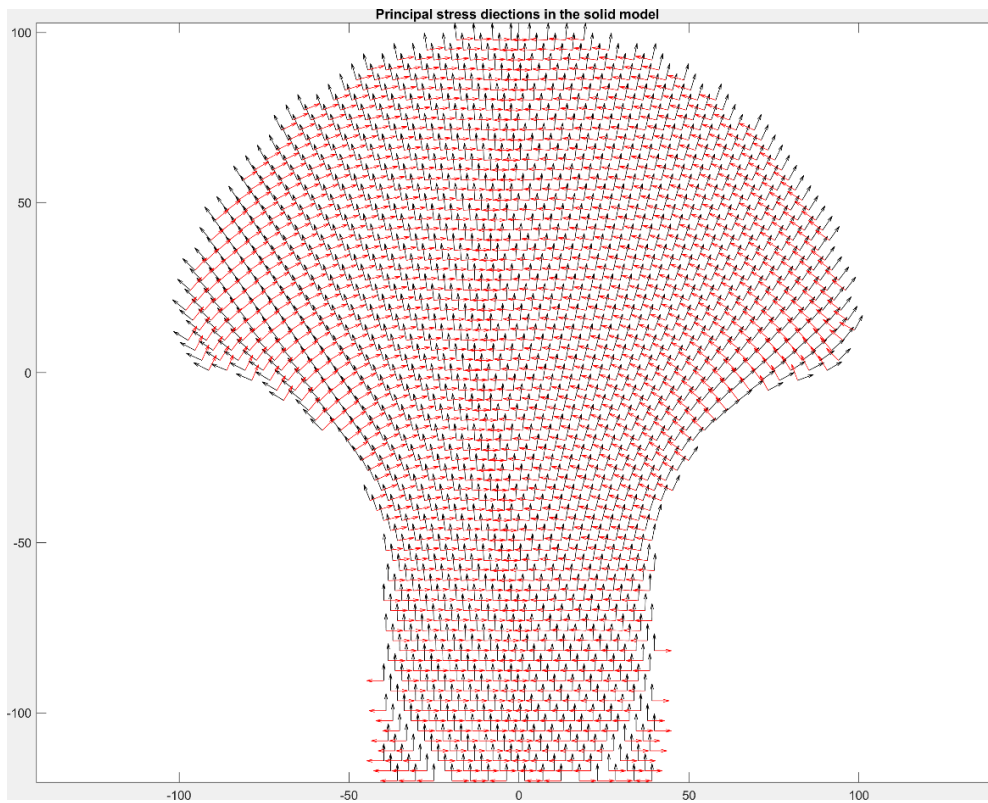


7. ábra. Tömör modell változóinak rajzos ismertetése

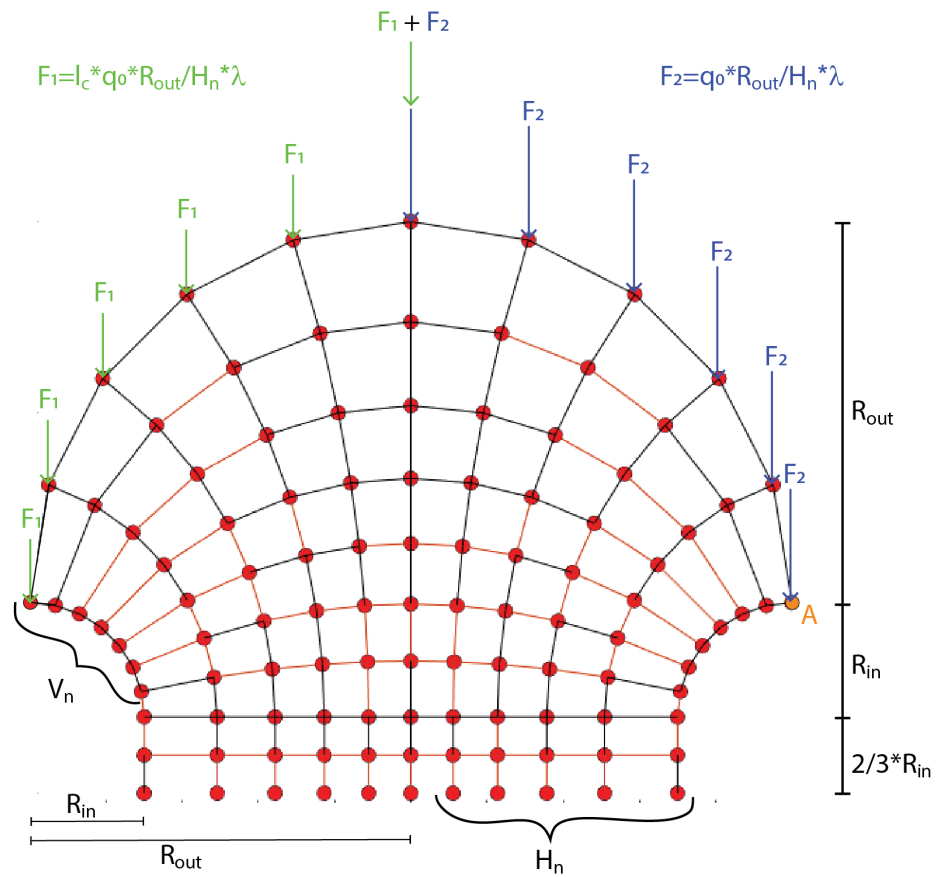
Ahogy korábban említettük, ez egy fiktív epiphysis kialakítás. Kérdés, hogy mely λ teherparaméternél és hol indul meg az anyag törése. Mivel a sarkok könnyebben letörnek, valamint az eredeti csontok geometriája is áramvonalasan alakult ki, ezért a modellben lekerekített sarkokkal dolgoztunk (6. ábra). A felső félgömb sugara R_{out} , a modell hajlatának méretét az R_{in} sugarú kör adja meg. Az alsó, téglalap alakú tartomány szélessége ($R_{out}-R_{in}$), magassága R_{in} .

A tömör csontvéget a lineáris rugalmasságtan szerint modellezzük, kis nyúlások feltételezésével. A modellben az alsó, vízszintes él mentén tökéletes befogást feltételezünk (azaz ezen pontok elmozdulását zérusnak írjuk elő), a kerület többi pontja szabadon elmozdulhat (szabad perem). Síkbeli feszültségállapottal dolgozunk, a $\sigma_{f_t}^{tömör}$ pontokban törést feltételezünk. A numerikus számítást lambda fokozatos növelésével a Matlab PDE Toolbox [14] keretrendszerének felhasználásával végeztük. A repedés követését a berepedt pontokra ún. α -shape illesztésével hajtjuk végre. [15]

2.2. Hálós csontvég modellje



8. ábra. tömör modell szimmetrikus terhelése mellett kialakuló trajektóriális irányok



9. ábra. Hálós modell változóinak rajzos ismertetése

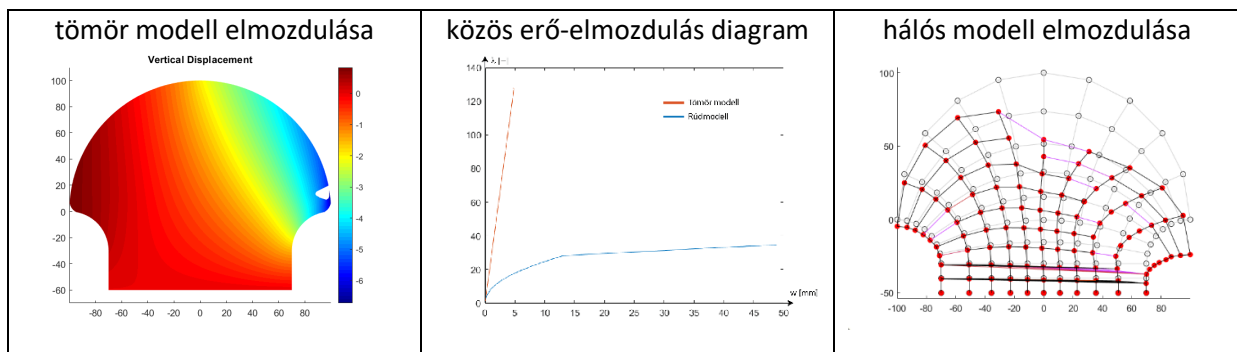
A hálós modell bonyolultabb. Itt a trabekulák nagyobb csoportjának egy-egy rúdelem felel meg. A modellben két változóval állítottuk, hogy milyen sűrűn helyezkedjenek el a rudak. A két változó, V_n és H_n , a vízszintes és a függőleges irányban található rudak számát változtatja. A modellben minden rúd A_c keresztmetszete azonos. Összhangban a 30%-os térfogatkitöltéssel, A_c -t a következő képlettel lehet meghatározni:

$$A_c = 0.3 \frac{A_f}{P}, \quad (2)$$

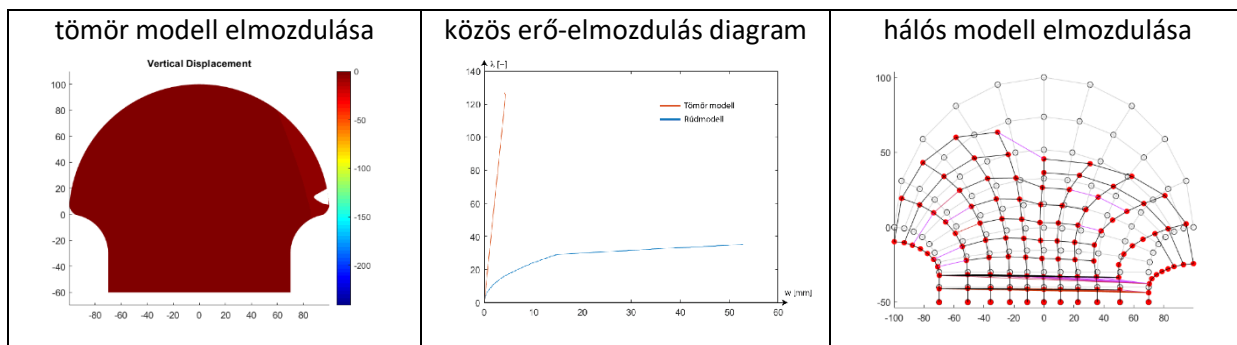
ahol A_f jelöli a rúdháló szélei által körbezárt felületet és P a rudak összhosszát. Olyan sűrű modell kialakítását nem tudjuk megoldani, mint amilyen a valóságban, ezért is alkalmazzuk rá a tömör csont adatait korrigálva a térfogatsűrűséggel. A háló csomópontjaiban lévő merev kapcsolatot nagy rugómerevségű, nyomatékra dolgozó rugókkal helyettesítettük. Érdeemes megjegyezni, hogy a modellben úgy vesszük fel az egyes csomópontok rugóállandóját, hogy a csomópontok számának változtatása esetén az összesített rugóállandó ne változzon. Ha megnézzük a trabekulákról készített képeket, ábrákat (3. ábra), ott is lehet látni, hogy a kapcsolatok felé vastagodnak, ez alátámasztja feltételezésünket a kapcsolat merevségéről. Hasonlóan a tömör modellhez, a rúdmodellben is az alsó vízszintes vonal mentén elmozdulás mentességet (befogott kapcsolat), a többi szélső pont esetében szabad mozgást (szabad perem) tételezünk fel.

A modell csomópontjai a fokozatos terhelés során elmozdulnak, a túlterhelt trabekulák ($\sigma > f_t^{rúd}$) „elszakadnak”, azaz a következő teherlépcsőtől fogva a modellből eltűnnek. Így új terhelési útvonal alakul ki a csonton belül. A modellben lineárisan rugalmas rudakat tételezünk fel. A külső felület mentén a rudak törését nem vizsgáljuk. A numerikus számítás a hálózat csomópontjainak elmozdulásait határozza meg olyan módon, hogy minden teherlépcsőben a belső rugalmas energia és a külső teher munkájának különbségét minimalizálja a MATLAB `fminunc()` függvényének segítségével.

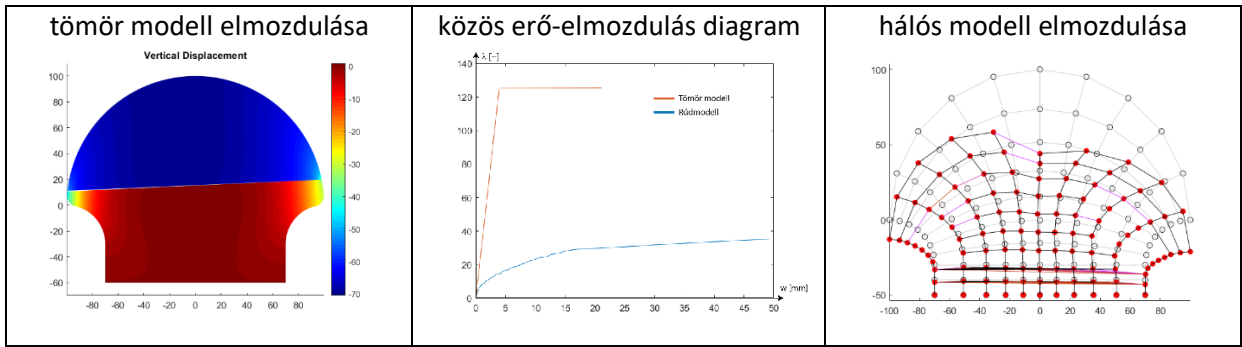
3. Eredmények



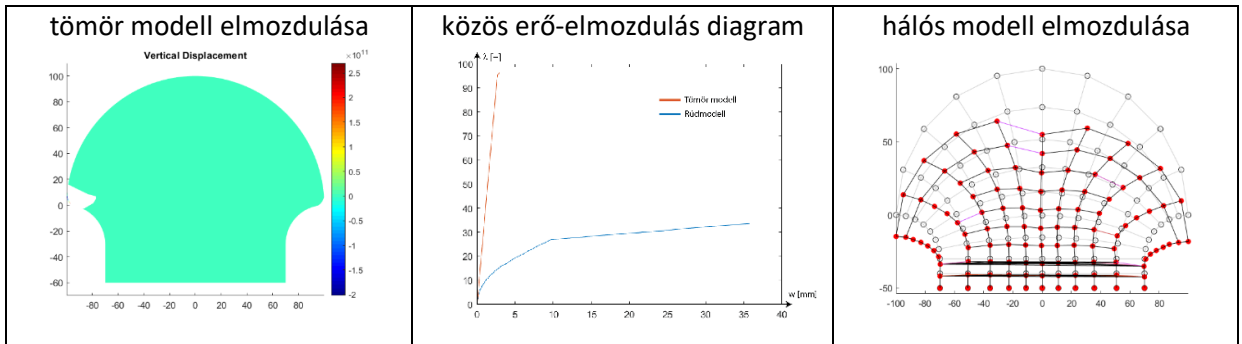
10. ábra. vizsgálat eredményei $R_{out} = 100\text{mm}$ $R_{in} = 30\text{mm}$ $l_c = 0,2$ esetén



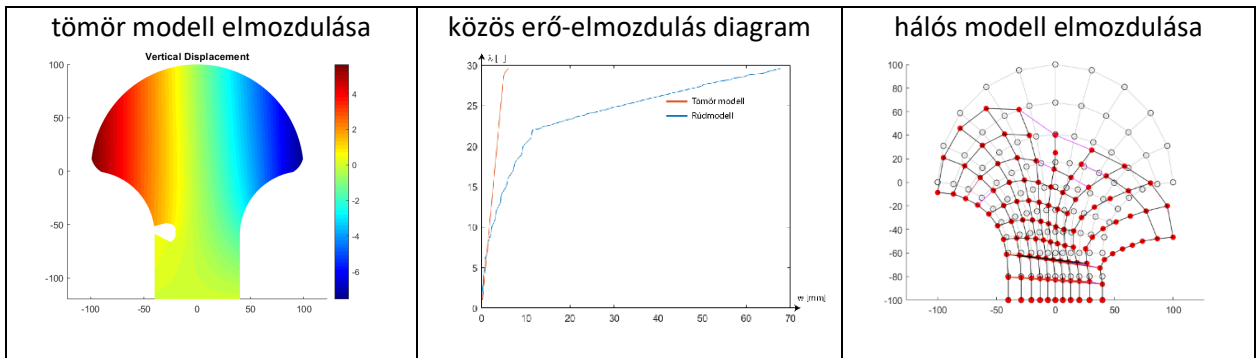
11. ábra. vizsgálat eredményei $R_{out} = 100\text{mm}$ $R_{in} = 30\text{mm}$ $l_c = 0,4$ esetén



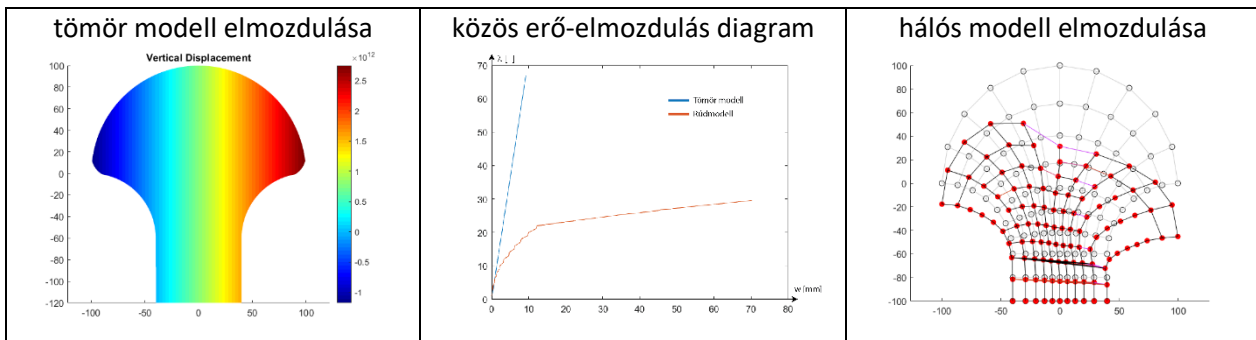
12. ábra. vizsgálat eredményei $R_{out}=100\text{mm}$ $R_{in}=30\text{mm}$ $l_c=0,6$ esetén



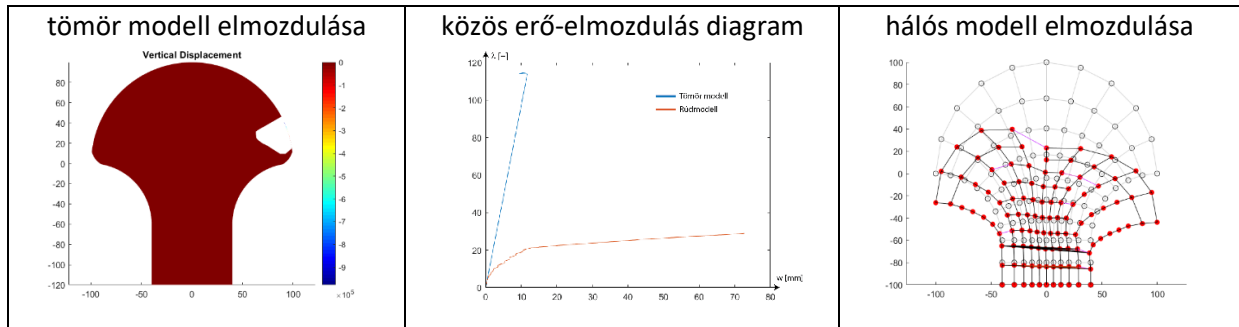
13. ábra. vizsgálat eredményei $R_{out}=100\text{mm}$ $R_{in}=30\text{mm}$ $l_c=0,8$ esetén



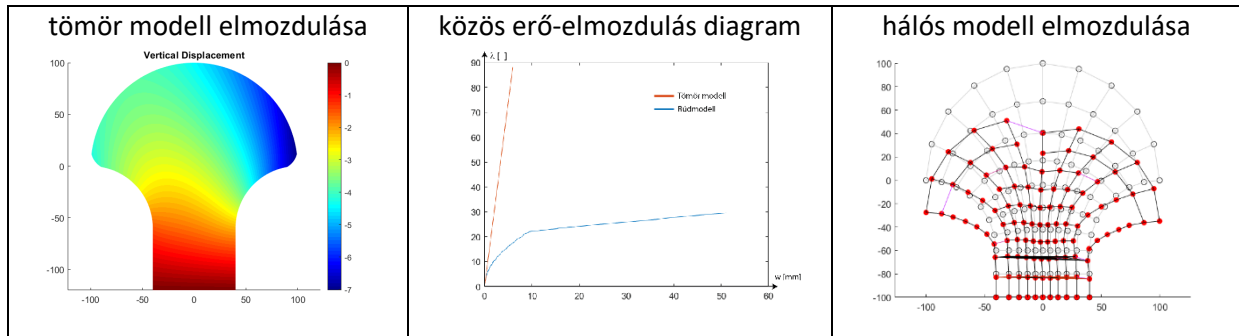
14. ábra. vizsgálat eredményei $R_{out}=100\text{mm}$ $R_{in}=60\text{mm}$ $l_c=0,2$ esetén



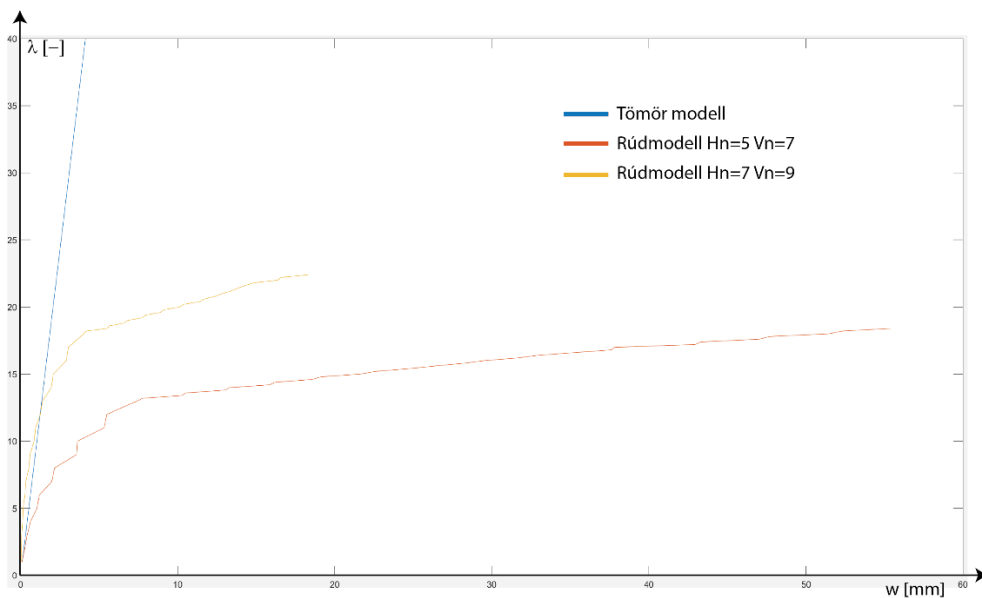
15. ábra. vizsgálat eredményei $R_{out}=100\text{mm}$ $R_{in}=60\text{mm}$ $l_c=0,4$ esetén



16. ábra. vizsgálat eredményei $R_{out}=100\text{mm}$ $R_{in}=60\text{mm}$ $l_c=0,6$ esetén



17. ábra. vizsgálat eredményei $R_{out}=100\text{mm}$ $R_{in}=60\text{mm}$ $l_c=0,8$ esetén



18. ábra. erő-elmozdulás diagram azonos geometrián egy tömör (kék) és két, különböző sűrűségű rúdháló esetén. A narancssárga görbe esetében $H_n=5$ és $V_n=7$, míg a sárga görbe esetében $H_n=7$ és $V_n=9$.

3.1. Geometriai elrendezések, terhelési módok

Mivel nem egy konkrét csontot vizsgáltunk, hanem általánosságban néztük a modell és a csontok viselkedésének hasonlóságát, a geometria és a terhelési mód is definiálatlan. A numerikus kódok segítségével a tömör és a rúdhálós modellek eredményeit vizsgáltuk két különböző geometrián és négy különböző terhelési módon. A geometrián a 7. és 9. ábrán látható R_{in} változót változtattuk, míg a külső ívet $R_{out}=100\text{mm}$ értéken fixáltuk, így kialakult egy vastagabb és egy vékonyabb modell. A különböző terhelések vizsgálatához az l_c paramétert 0,2 és 0,8 között fokozatosan növeltük.

3.2. Geometria és terhelés szerepe a két modellnél

A tömör csontmodellnél látszik, hogy fontos szerepet játszik a geometria. Mindegyik vizsgált esetben a törés máshogy alakult. A vastagabb modellnél a 10. és 11. *ábrán* látható, hogy egyoldali terhelés esetén a törés a terheltebb oldalon keletkezik, míg a 12. és 13. *ábrán* pedig az egyenletesebb terhelés a kevésbé terhelt oldalról indul meg. A vékonyabb geometriánál a 14. és 15. *ábrán* látható, hogy egyoldali terhelés mellett a csontvég letörik, míg a 16. *ábrán* a központosabb terhelés a 10. és 11. *ábrához* hasonlóan a terheltebb oldalon okoz törést. A rúdhálós modellnél a geometria változása kevésbé meghatározó, az ábrákon jól látszik, hogy amelyik oldalon nagyobb terhelés éri a csontmodellt, ott zömölni kezd. Ebben a modellben a csontvég jellemző kiszélesedő alakja sokkal inkább meghatározó. A csont hajlatából a csont tetejéig induló vonalon törnek a rudak, hasonló helyeken, mint ahogy a 5. és 6. *ábrákon* látni lehetett. Ennek oka, hogy a széleken található rudak különösen terheltek, míg a középen elhelyezkedők inkább rúdírányban terheltek és nyomást kapnak, ami kedvezőbb az anyag szempontjából. A különösen terhelt rudak terhelés hatására elmozdulnak, így az ezeket a középen elhelyezkedő résszel összekötő irányú rudakban húzás ébred, és elszakadnak. A való életben a trabekulák sokkal sűrűbben helyezkednek el és úgy, hogy a diaphysis irányába minél egyszerűbb útvonalon tudják átadni terheiket és a lehető legkisebb belső feszültséget kelljen viselniük általános terhelés esetén. A törések azonban a kiszélesedő epiphysis geometriájából adódóan hasonló helyen keletkeznek, mint a modellben.

3.3. Erő-elmozdulás diagramok összehasonlítása

Legfőbb különbség a két modell között terhelés hatására a teljes szerkezeten megfigyelhető ridegség. Az eredményábrákon a függőleges tengelyen az (1) szerinti λ teherparaméter szerepel a jobb szélső (A) sarokpont w teljes elmozdulásának függvényében. A tömör csontmodell gyorsan felfutó erő-elmozdulás diagramján megfigyelhető, hogy a törőfeszültséget elérve az anyag hirtelen, ridegen törik. A rúdmodellnél az erő-elmozdulás diagram egy lassabb felfutású, de a tömör csontmodelléhez hasonló meredekségű rugalmas szakasszal kezdődik, majd egy bizonyos feszültség elérése után a görbe ellapul, duktilisan viselkedik. Ez a modell nagyobb deformációkra képes még tönkremenetel előtt, mint a tömör, mivel, ha eltörik egy rúd, a terhek átrendeződnek, és így egy másik útvonalon jutnak el a csontközépig. Minél több rúd törik el, annál nagyobb alakváltozások alakulnak ki. Ismétlődő kisebb terhelésekre viszont ez a viselkedés kedvezőbb, mivel a rudas modell jóval szívósabb, mint a tömör csontmodell. A csontot ritkán éri hirtelen nagy erőhatás, sokkal jellemzőbb a kisebb, de gyakori terhelés. A rúdmodell tanulsága, hogy ilyen esetben a trabekuláris elrendezés kedvezőbb. Fontos megjegyezni itt is, hogy a modellben a trabekulák elhelyezkedése, sűrűsége meghatározó. A 18. *ábrán* lehet látni egy azonos geometriára és terhelésre a tömör modell és két eltérő rúdszámú hálós modell erő-elmozdulás diagramját. Ha sűrítjük a trabekulák elhelyezkedését a modellben, akkor hosszabbá válik a rugalmas szakasz és nagyobb erő elviselésére képes a csontmodell.

3.4. Következtetések

Az eredményekből látható, hogy a tömör csontmodell nagyobb erők viselésére képes, mint a rúdmodell, azonban a 18. *ábrán* látottakból arra is lehet következtetni, hogy a megfelelően sűrű rúdmodell hasonlóan jól viseli a nagyobb terheket, mint a tömör csontmodell. A rúdmodell mellett szól annak szívóssága, mivel a csontok dinamikusan terhelt szerkezetek. A 4. *ábrán* lehet látni, hogy a trabekulák sűrűsége a való életben változó a csontvégen belül. Úgy alakulnak ki a sűrűségek a való életben, ahogy azt a terhelés megkívánja; ahol nagyobb feszültség alakul ki a csontban, ott a szivacsos csontszövet sűrűsége is nagyobb. Ezt alátámasztják a kísérletben tapasztalt eredmények is.

Mivel a csont élő és fejlődő szerv, terhelések változásakor a szivacsos csontszövet belső szerkezete átrendeződik. A nem kellő rudak lebomlanak, a szükséges helyekre pedig újak kerülnek. Megfelelő szervezeti működés nélkül kialakulhat csontritkulás. A kutatás során látható, hogy kevésbé sűrű háló esetén a modell kisebb feszültségig képes csak felfutni, tehát kisebb erőt képes elviselni. A csontritkulásban szenvedők csontjaiban a trabekulák sűrűsége kisebb, így hirtelen szokatlan erőre nagyobb valószínűséggel keletkezik zömülés az epiphysisben. Hogyha valaki rendszeresen sportol és így intenzíven terheli a csontjait, a csontsűrűsége ezekhez a terhekhez alkalmazkodik, és így nagyobbá válik a csontjainak biztonsági tartaléka is. Tehát elmondható, hogy a hipotézist igazoltuk, azaz a szivacsos csontszövettel biztosítható mind a megfelelő teherbírás, szívósság és a minimális anyagfelhasználás is, továbbá a szivacsos csontszövet esetében a geometria kisebb mértékben befolyásolja a törés lefolyását.

Összefoglalás

A kutatás során numerikusan igazoltuk, hogy a csontvégek nem csak anyagtakarékossági és biológiai szempontból épülnek fel szivacsos csontszövetből, hanem mechanikai tulajdonságaik is kedvezőbbek, ha nem teljesen tömör csontszövetből állnak. Ezt a vizsgálatot kétdimenziós modellek összehasonlításával végeztük. Létrehoztunk egy tömör és egy hálós csontmodellt. Ezeket különböző geometriákon és különböző módokon terheltek. Az eredményekből látható, hogy a tömör csontmodell törése különböző geometria és terhelési mód mellett a csontvég különböző pontjain alakulhat, míg a hálós modellt a terhelési mód és a geometria ilyen mértékben nem befolyásolja. A kutatás során terhelte hálós modellek törésképe összeegyeztethető az orvosi szakirodalomban megtalálható csontok törésképeivel.

A tanulmány során az erő-elmozdulás diagramokat vizsgálva megállapíthatjuk, hogy a tömör csontmodell nagy erők viselésére képes, viszont ridegen törik, míg a hálós modellben bizonyos feszültség elérése után a kezdeti rugalmas viselkedés után kialakul egy duktilis szakasz. A duktilis szakaszban a túlterhelt rudak eltörnek, és a terhelő erő másik útvonalon jut el a csontközépig. A túlterhelt rudak a csont hajlatát és a csont tetejét összekötő vonalon helyezkednek el a terhelt oldalon.

Fontos megjegyezni, hogy a szervezet a szivacsos csontszövet sűrűségét megfelelő tápanyagellátás és hormonális működés mellett úgy alakítja, hogy az általános terhelésnek megfelelő legyen. Akik rendszeresen terhelik csontjaikat testmozgással, nagyobb csontsűrűséggel rendelkeznek, így nagyobb a csontjaik biztonsági tartaléka is. A vizsgálat során is használtunk két változót annak érdekében, hogy a háló sűrűségét tudjuk állítani. Az eredmények azt mutatják, hogy sűrűbb háló esetén az erő-elmozdulás diagramon a kezdeti rugalmas szakasz magasabb feszültségig fut fel, és a modell később kezd el képlékenyen viselkedni. Ez alátámasztja azt, hogy aki nagyobb csontsűrűséggel rendelkezik, annak csontjai nagyobb terheket képesek elviselni, míg a csontritkulásban szenvedők csontjai alacsonyabb teher hatására is eltörhetnek.

A kísérleteinket kétdimenziós modellen végeztük. Ha a modellek eredményeit a valóságshoz szeretnénk közelíteni, akkor a modell háromdimenziós kiterjesztését el kéne végezni. Ezen szükséges lenne meghatározni a csont pontos geometriáját, adott pontokban a megfelelő csontsűrűséget és a jellemző terhelési módot. Ilyen témában számos kutatás és tanulmány készül napjainkban is.

Hivatkozások

- [1] Duane Kudson (2007): *The Fundamentals of Biomechanics*. Springer Science+Buisness Media, LLC, New York.
- [2] [on-line] (2020. 08. 21-i megtekintés): <https://slideplayer.com/slide/10778066/>
- [3] Verhulp, E. (2006). Analyses of Trabecular Bone Failure. Technische Universiteit Eindhoven
- [4] Ramin Oftadeh, Miguel Perez-Viloria, Juan C. Villa-Camacho, Ashkan Vaziri, Ara Nazarian (2015), Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review. *Journal of Biomechanical Engineering*, **137**. 010802 1-15
- [5] Jae Young Rho, Richard B. Ashman, Charles H. Turner (1992), Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics*, **26**. 2. sz. 111-119
- [6] Gaál Csaba (2012): *Sebészet*. 2020. 07.29-i megtekintés, Digitális Tankönyvtár, [on-line]: https://regi.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/2011_0001_524_Sebeszet/ch04s13.html
- [7] Szentágothai János, Réthelyi Miklós (2006): *Funkcionális anatómia I*. 2020. 08. 30-i megtekintés, Digitális Tankönyvtár, [on-line]: https://regi.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/2011_0001_524_Funkcionalis_anatomia_1/ch05s02.html
- [8] John D. Currey (2011): The structure and mechanics of bone, *Journal of Material Science*, **47**, (2012), 41-54.
- [9] Alessandro Della Corte, Ivan Giorgio, Daria Scerrato (2016): A review of recent developments in mathematical modeling of bone remodeling. (2020.07.29-i megtekintés), Research Gate, <https://www.researchgate.net/publication/333802344>
- [10] Zahira Nakhli, Fafa Ben Hatira, Martine Pithioux, Patrick Chabrand, Khemais Saanouni (2019): Femoral Fracture load and damage localization pattern prediction based on a quasi-brittle law, (2020. 07.29-i megtekintés) ResearchGate, <https://www.researchgate.net/publication/333828222>
- [11] Elham Hamed, Iwona Jasiuk, Andrew Yoo, YikHan Lee, Tadeusz Liszka (2012), Multi-scale modelling of the elastic moduli of trabecular bone. *Journal of The Royal Society Interface*, **9**. 1654-1673
- [12] Tim Taylor (2019): Shoulder Joint (2020.10.25-i megtekintés) Innerbody Research, <https://www.innerbody.com/image/skel17.html>
- [13] Csoknya Mária, Wilhelm Márta (2011): *A sportmozgások biológiai alapjai I*. 2020. 10. 26-i megtekintés, Digitális Tankönyvtár, [on-line]: https://regi.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/tamop425/0025_Csoknya_Maria-Wilhelm_Marta-A_sportmozgasok_biológiai_alapjai_I/ch05.html
- [14] The MathWorks, I. (2019). *Partial Differential Equation Toolbox*. Natick, Massachusetts, United States. Retrieved from <https://www.mathworks.com/help/pde/>
- [15] [on-line] (2020.10.27-i megtekintés): https://en.wikipedia.org/wiki/Alpha_shape